

УДК 616.379–008

Р.В. Шнідковський, студент гр. ПБ-392мп, Т.Р. Клочко к.т.н., доцент
КПІ ім. Ігоря Сікорського

ДОСЛІДЖЕННЯ ІНФРАЧЕРВОНОГО СПЕКТРОСКОПІЧНОГО МЕТОДУ ДЛЯ ДІАГНОСТИКИ ПЕРЕВИЩЕННЯ ВМІСТУ ГЛЮКОЗИ В КРОВІ

Анотація. У цьому дослідженні розглядається можливість визначення частки поглиненого глюкозою світла способом багаторазового вимірюваннями загальної інтенсивності поглиненого світла на певній кількості довжин хвиль в ближній зоні ІЧ-спектра. Для обробки отриманих експериментальних даних розроблено аналітичну модель, яка на підставі розв'язання системи лінійних рівнянь з кількістю невідомих, не меншим, ніж показник поглинання світлового потоку що проходить через досліджуваний біологічний об'єкт та визначає величину вмісту глюкози.

Ключові слова: цукровий діабет, кількість глюкози в крові, спектроскопія.

МЕТА ДОСЛІДЖЕННЯ

Розробити метод, що дозволяє досліджувати концентрацію глюкози в крові людини за допомогою визначення частки поглиненого нею світлового випромінювання.

АКТУАЛЬНІСТЬ

Цукровий діабет вважається невиліковним захворюванням, що супроводжує людину все життя. Щоб уникнути важких ускладнень, люди змушені періодично брати проби своєї крові на цукор. У зв'язку з цим очевидна необхідність розроблення методу неінвазивного визначення вмісту глюкози в крові [1].

АНАЛІЗ ОСТАННІХ ДОСЛІДЖЕНЬ

В основу спектроскопічних методів визначення рівня глюкози в крові покладено порівняння інтенсивності пучка електромагнітного випромінювання до і після його взаємодії з біологічними тканинами [2]. Когерентне випромінювання у порівнянні з некогерентним випромінюванням має значно більший вплив на оксигенацію крові та гемоглобін [3]. Основною проблемою при вимірах в цій області спектра є сильне поглинання ІЧ- випромінювання водою, а також те, що спектральні зміни, викликані зміною концентрації глюкози, занадто незначні в порівнянні із змінами спектра, вносяться флуктуаціями концентрацій інших речовин або протіканням тих чи інших фізіологічних процесів. Все це створило проблеми при інтерпретації отриманих результатів вимірювань [4]. Інший неоптичний неінвазивний метод заснований на вимірювання концентрації ацетону, який видихається людиною, який корелює з вмістом глюкози [5]. Оптичні методи визначення вмісту глюкози в крові серед неінвазивних вважаються найбільш перспективними. До них відносяться спектроскопічний фотоакустичний, поляризаційний, а також методи Раман-спектроскопії та оптичної когерентної томографії [6]. Перевага надається спектроскопічним методам, вони дозволяють отримувати певну інформацію про зміст різних домішок в крові, в тому числі глюкози. Дослідження в цій області ведуться досить давно [7], однак низка проблем залишається невирішеною.

МАТЕРІАЛИ І МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ

Для аналізу частки світла, поглиненого кров'ю, використано закон Бугера-Ламберта-Бера:

$$I_0 = I(l)e^{k\lambda l}, \quad (1)$$

де I_0 - інтенсивність світла на вході в речовину;

$I(l)$ - інтенсивність світла на виході речовини;

k_λ - коефіцієнт поглинання речовини;

l - товщина зразка речовини.

Цей закон використовується тільки для однотипної речовини (точніше, для речовини, що має певну товщину шару), тому внаслідок врахування властивостей реального біологічного об'єкта з неоднорідною структурою та, відповідно, різними показниками поглинання світлового випромінювання, формула набула такого вигляду:

$$I_0 = Ie^{k_m n_m + k_p n_p + \dots + k_z n_z}, \quad (2)$$

де k_m — коефіцієнт поглинання речовини типу m на i -й довжині хвилі; n_m — кількість речовини типу m ;

k_p — коефіцієнт поглинання речовини типу p ;

n_p - кількість речовини типу p ;

k_z - коефіцієнт поглинання речовини типу z ; n_z - кількість речовини типу z .

Після певного перетворення отримали просте лінійне рівняння:

$$k_m n_m + k_p n_p + \dots + k_z n_z = \ln \frac{I_0}{I}, \quad (3)$$

Так, для розчину глюкози формула частки поглинання світла має вигляд:

$$k_w n_w + k_g n_g = \ln \frac{I_0}{I}, \quad (4)$$

де g — вміст глюкози;

w — вміст води.

Кожна речовина на певних довжинах хвиль випромінювання має свій коефіцієнт поглинання, свої характерні властивості [3]. З огляду на те, що в розчині відсутнє поняття товщини речовини, запропонована нами формула (4) дозволяє вимірювати відсотковий вміст будь-якої речовини у досліджуваному розчині.

Природно, деякі речовини на певних довжинах хвиль можуть мати однакові коефіцієнти поглинання, тому пропонується проводити багаторазові вимірювання. Внаслідок таких вимірювань виникають цілі групи систем рівнянь, тобто, чим більше систем, тим точніше виходить результат. Проте це збільшує час вирішення даних систем, що не завжди є вдалим вибором. Важливо не тільки отримання результатів без відбору біоматеріалу, а й швидке обчислення, враховуючи стан пацієнта, який досліджує власні параметри глюкози.

У деяких речовин на певних довжинах хвиль є максимальний коефіцієнт поглинання, тоді, як у інших на тих же довжинах хвиль він є мінімальним і, навіть прагне до нуля. Отже, за певних умов, на визначених довжинах хвиль ми можемо знехтувати окремими речовинами. Така математична модель дозволить значно спростити рішення групи систем рівнянь.

Основний перевіркою для нашої теорії служить збіжність систем рівнянь. Найбільш поширеним методом визначення збіжності системи лінійних алгебраїчних рівнянь є метод Гауса, який ми і застосовували при дослідженнях.

РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕНЬ

Для визначення працездатності запропонованої математичної моделі при обчисленні частки поглиненого глюкозою світла проведені модельні експерименти з пробамі крові, взятими натщесерце і після прийому солодкого чаю у здорових людей. Вимірювання поглинання світла на різних довжинах хвиль у видимій та ближній ІЧ-областях спектра в діапазоні до 1100 нм. Вимірювання здійснювали з допомогою спектрофотометра UNICO S1000 і монохроматора PerkinElmer UV WinLab 6.0

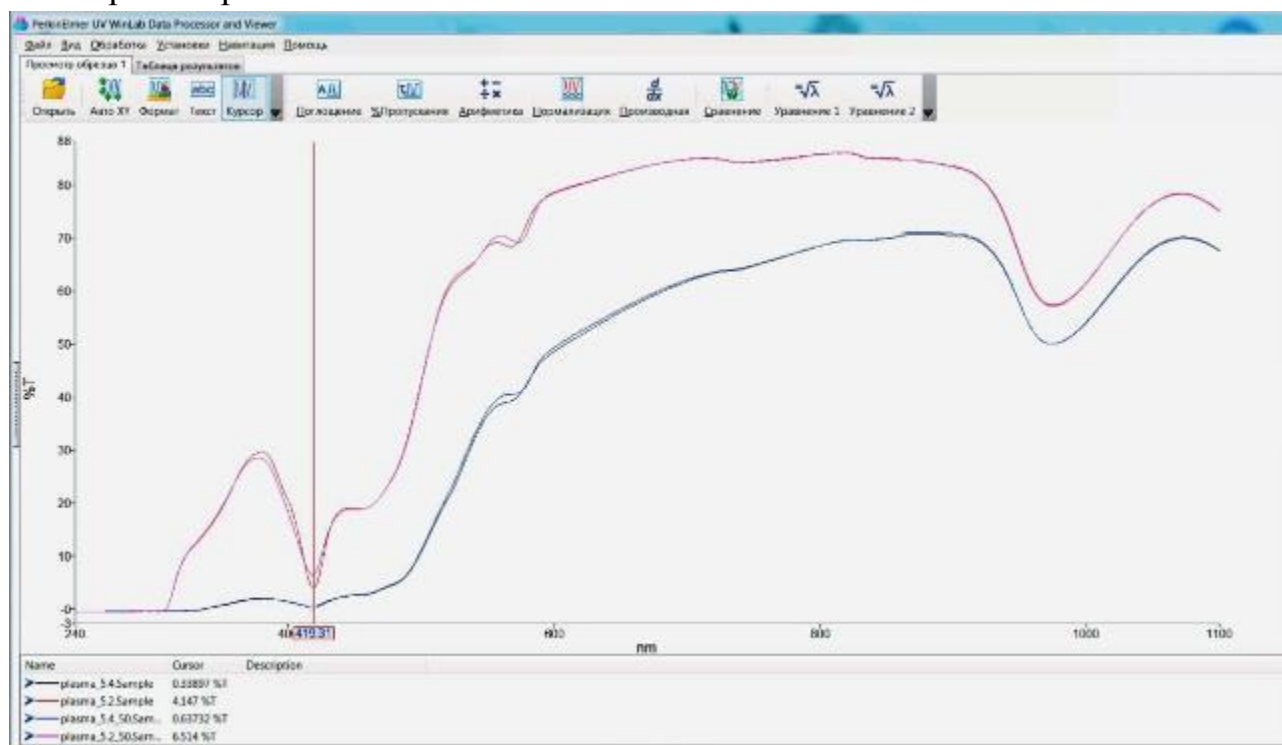


Рис.1 Спектри поглинання досліджуваної проби, отримані в монохроматорі PerkinElmer UV WinLab 6.0

Дані, отримані в результаті модельних експериментів (приклад таких можна побачити на рис. 1), використані для розрахунків відповідно до розробленої математичної моделі. Водночас, вибиралися довжини хвиль в ближньому ІЧ-діапазоні - від 700 до 1100 нм (для деяких поглинаючих компонентів в цьому діапазоні спектральні залежності досить різкі), щоб при вирішенні системи лінійних рівнянь надійно виключати необхідні змінні. Модельні експерименти дозволили підтвердити працездатність математичної моделі. Однак результатом рішення є фактично частка поглиненого світла, за

яку відповідальна глюкоза. Щоб отримати концентрацію глюкози в мілімоль на літр, необхідно проводити додаткові розрахунки.

ВИСНОВКИ

Запропонований метод дозволяє досліджувати концентрацію глюкози в крові людини на основі визначення частки поглиненого нею світла. Верифікація математичної моделі показує можливість створення неінвазивного глюкометра на основі розробленого методу. Проте для цього необхідні подальші дослідження, які впливатимуть на схемотехнічне рішення та конструктивне виконання пристрою.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

- [1] Сидорук, О. О. Оптичні методи неінвазивного визначення рівня глюкози в крові. [Електронний ресурс]. Режим доступу: <https://ir.lib.vntu.edu.ua/handle/123456789/11028>
- [2] В.П. Кожем'яко, А.В. Турлюк, А.О. Яровенко, Порівняльний аналіз методів та середовищ для неінвазивного моніторингу біологічних об'єктів. [Електронний ресурс]. Режим доступу: <https://ir.lib.vntu.edu.ua/handle/123456789/3325?show=full>
- [3] Т.Р. Ключко, А.Х.М. Дастжерді, Є.О. Коваленко, І.С. Карпова, К.І. Гетьман, О.В. Сашук, В.С. Підгорський, Вплив режимів світлового електромагнетного випромінювання на еритроцити барана, Вісник НТУУ "КПІ". Серія ПРИЛАДОБУДУВАННЯ. – 2008. – Вип. 36. - С. 143 – 150.
- [4] Загорский И. Г. Автореферат. Исследование и разработка комплексного метода анализа содержания глюкозы в крови на базе спектроскопического подхода. [Електронний ресурс]. Режим доступу: <https://www.dissercat.com/content/issledovanie-i-razrabotka-kompleksnogo-metoda-analiza-soderzhaniya-glyukozy-v-krovi-na-baze/read>
- [5] Portable Non-Invasive Blood Glucose Monitor / A. Duncan, J. Hannigan, S.S. Freeborn, P.W.H. Rae, B. McIver, F. Greig, E.M. Johnston, D.T. Binnie, H.A. MacKenzie // 8th Int. Conf. Solid State Sensors and Actuators and Eurosensors IX; April 2011: abstracts. – Stockholm, Sweden. – 2011. – 455 – 458
- [6] Bezuglyi M., Bezuglaya N., Raman spectroscopy principles for in vivo diagnostic by ellipsoidal reflectors – 2019. [Електронний ресурс]. Режим доступу: https://www.researchgate.net/publication/335918595_Raman_Spectroscopy_Principles_for_in_vivo_Diagnostic_by_Ellipsoidal_Reflectors
- [7] Антоненко Я. М., Малик Н.В. Сучасні методи лабораторної діагностики цукрового діабету. [Електронний ресурс]. Режим доступу: <http://repo.knmu.edu.ua/bitstream/123456789/24951/1/%D0%90%D0%BD%D1%82%D0%BE%D0%BD%D0%B5%D0%BD%D0%BA%D0%BE..pdf>

Наук. керівник – к.т.н., доцент. Ключко Т.Р.